

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 07-047081

(43)Date of publication of application : 21.02.1995

(51)Int.CI.

A61B 17/36

(21)Application number : 06-014724

(71)Applicant : XINTEC CORP

(22)Date of filing : 08.02.1994

(72)Inventor : RINK JOHN L
NGAI KWOK HING
YU KING J J
TAM HERRICK
CHOU MARILYN M

(30)Priority

Priority number : 93 14814 Priority date : 08.02.1993 Priority country : US

93 67566 26.05.1993

93 87981 07.07.1993

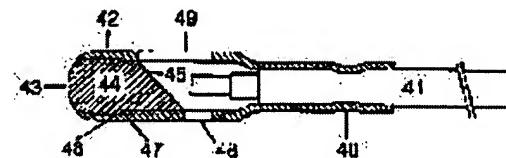
US

US

(54) TRANSURETHRAL PROSTATE RESECTION DEVICE USING LASER

(57)Abstract:

PURPOSE: To minimize the pain and discomfort and eliminated any necessity of an indwelling catheter in the urethra by connecting the central hollow body part of a light emitting chip to a waveguide in a base part end, positioning a highly reflective surface in the central hollow body part so as to reflect a radiation energy at an operation angle, and passing it through the central opening part.



CONSTITUTION: A means 40 for fixing a light emitting chip to an optical fiber 41 is provided in each side of the end of a light emitting chip, and a hollow body part 42 of

BEST AVAILABLE COPY

the light emitting chip is provided with a terminal end part 43. A reflection insert member 44 is provided in the hollow body part, a reflective material (such as gold) is deposited on the reflecting surface 45 of the insert member 44, and this highly reflective surface effectively transmits an incident laser beam. When the incident radiation beam is emitted by radiating from a light emitting window opening part 49 of the light emitting chip, the insert member 44 is heated. Coolant flows into the body part through a cooling port 48 by a convection current method using a washing and cooling solution for washing.

LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

* NOTICES *

JPO and NCIPPI are not responsible for any
damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

CLAIMS

[Claim(s)]

[Claim 1] It is the angle-type luminescence fiber optics laser transport unit which makes an organization cut, solidify and disappear by the radiant energy. The fiber optics waveguide with which this equipment has a receiving edge, a medial axis, and a transfer edge, The coupling means which becomes a list from a luminescence chip and this luminescence chip makes combine this luminescence chip with the part which adjoined said transfer edge of said waveguide, It consists of a part for the central hollow body part which has a peripheral edge and a base edge, and a high reflecting surface. Said coupling means combines a part for the central hollow body part of said luminescence chip with said waveguide at said base edge. The amount of [which was cut off selectively] said central hollow body part specifies main opening. The angle-type luminescence fiber optics laser transport unit characterized by locating said high reflecting surface in said central hollow body part part of said luminescence chip in an actuated valve position, reflecting said radiant energy at an actuation include angle to said medial axis by that cause, and passing said main opening.

[Claim 2] It is the angle-type luminescence fiber optics laser transport unit which makes an organization cut, solidify and disappear by the radiant energy. The fiber optics waveguide with which this equipment has a receiving edge, a medial axis, and a transfer edge, The rigid KANYURA member which has a base edge and a peripheral edge, and said waveguide are fixed in said KANYURA member. Make the peripheral edge of said KANYURA member adjoin by that cause, and hold the transfer edge of said waveguide. Consist of a waveguide means for detachable which adjoined said base edge of said KANYURA member, and a luminescence chip, and said waveguide so that the transfer edge of this waveguide may adjoin the peripheral edge of said KANYURA member The coupling means which allots on a shaft in said KANYURA member, and this luminescence chip makes combine this luminescence chip with the peripheral edge of said KANYURA member, It consists of a part for the central hollow body part which has a base edge and a peripheral edge, and a high reflecting surface. Said coupling means combines said base edge for said central hollow body part of said luminescence chip with said peripheral edge of said KANYURA member. The amount of [which was cut off selectively] said central hollow body part specifies main opening. The angle-type luminescence fiber optics laser transport unit characterized by locating said high reflecting surface in said central hollow body part part of said luminescence chip in an actuated valve position, reflecting said radiant energy at an actuation include angle to said medial axis by that cause, and passing said main opening.

[Claim 3] It is the angle-type luminescence fiber optics laser transport unit using a combination reflection factor which makes an organization cut, solidify and disappear by the radiant energy. The fiber optics waveguide with which this equipment has a receiving edge, a medial axis, and a transfer edge, Become a list from a luminescence chip and said transfer edge has a slanting amputation stump section front face. Said edge front face is in an actuation include angle to said medial axis of said fiber optics waveguide. The coupling means which said luminescence chip makes combine said luminescence chip with the part which adjoined said transfer edge of said waveguide, It consists of a part for the central hollow body part which has a peripheral edge and a base edge, and a high reflecting surface. Said

coupling means combines a part for said central hollow body part of said luminescence chip with said waveguide at said base edge. The amount of [which was cut off selectively] said central hollow body part specifies main opening. Said transfer edge contacts said high reflecting surface closely, and both said transfer edge and said high reflecting surface are located in said central hollow body part part of said luminescence chip in an actuated valve position. The angle-type luminescence fiber optics laser transport unit using the combination reflection factor characterized by being reflected at an actuation include angle to said medial axis, and said radiant energy passing said main opening by that cause.

[Claim 4] The angle-type luminescence fiber optics laser transport unit according to claim 3 which an impression is established in said reflecting surface so that said slanting amputation stump section front face of said fiber optics waveguide may be allotted in an impression, and is characterized by decreasing the leakage of the light of normal by that cause.

[Claim 5] An angle-type luminescence fiber optics laser transport unit given [claim 1 characterized by allotting said high reflecting surface on the 1st / of the insertion member allotted on the shaft within said central hollow body part part / edge, and the 2nd edge of said insertion member adjoining said peripheral edge for said central hollow body part to] in 4 any 1 terms.

[Claim 6] The angle-type luminescence fiber optics laser transport unit according to claim 5 characterized by for said insertion member having a circumference height in the midpoint between said 1st edge and 2nd edge, including further the internal circumference shoulder to which it is located in the midpoint between said peripheral edge for said central hollow body part, and said main opening by the amount of said central hollow body part, and this height being partial to said shoulder.

[Claim 7] An angle-type luminescence fiber optics laser transport unit given [claim 1 characterized by including further two or more openings of size with the amount of / of said luminescence chip / said central hollow body part a little smaller than said main opening which functions as cooling opening for this luminescence chip to] in 6 any 1 terms.

[Claim 8] The angle-type luminescence fiber optics laser transport unit according to claim 7 characterized by including the rate-of-flow limit means combined with the part which adjoined said cooling opening for said central hollow body part movable.

[Claim 9] An angle-type luminescence fiber optics laser transport unit given [claim 1 characterized by said high reflecting surface being a flat surface to] in 8 any 1 terms.

[Claim 10] An angle-type luminescence fiber optics laser transport unit given [claim 1 characterized by said high reflecting surface being a concave surface to] in 8 any 1 terms.

[Claim 11] It is the angle-type luminescence fiber optics laser transport unit which makes an organization cut, solidify and disappear by the radiant energy. The fiber optics waveguide with which this equipment has a receiving edge, a medial axis, and a transfer edge, It becomes a list from a luminescence chip, this luminescence chip consists of a high reflecting surface to which it adhered in the slanting amputation stump aspect and said edge side on said transfer edge, and said edge side is in the actuation include angle to said medial axis of said waveguide. By that cause The angle-type luminescence fiber optics laser transport unit characterized by reflecting said radiant energy at an actuation include angle to said medial axis.

[Claim 12] An angle-type luminescence fiber optics laser transport unit given [claim 1 characterized by said high reflecting surface consisting of a dielectric to] in 11 any 1 terms.

[Claim 13] An angle-type luminescence fiber optics laser transport unit given [claim 1 characterized by said high reflecting surface consisting of a metallic material to] in 11 any 1 terms.

[Claim 14] An angle-type luminescence fiber optics laser transport unit given [claim 1 characterized by having the refractive index from which said high reflecting surface consists of two or more ingredient layers, and this ingredient differs to] in 11 any 1 terms.

[Claim 15] An angle-type luminescence fiber optics laser transport unit given [claim 1 characterized by for the diameter of said fiber optics waveguide increasing the point near the luminescence chip of said equipment, and forming the luminescence chip of the cut ball shape to] in 14 any 1 terms.

[Claim 16] An angle-type luminescence fiber optics laser transport unit given in 10 or 12 from claim 1 characterized by consisting of ingredient with which this protective layer penetrates said radiant energy

including protective layer which adhered to said luminescence chip by covering said central hollow body to 15 any 1 term.

[Claim 17] An angle-type luminescence fiber optics laser transport unit given [claim 11 characterized by consisting of an ingredient with which this protective layer penetrates said radiant energy including the protective layer which adhered to said luminescence chip covering said high reflecting surface to] in 15 any 1 terms.

[Claim 18] The angle-type luminescence fiber optics laser transport unit according to claim 16 or 17 characterized by for there being space which specifies ** inserted between said slanting amputation stump section front face of said fiber and said protective layer, and this ** being sealed by the sealing means.

[Claim 19] The angle-type luminescence fiber optics laser transport unit according to claim 18 characterized by filling the aforementioned room with a liquid.

[Claim 20] The angle-type luminescence fiber optics laser transport unit according to claim 18 characterized by filling the aforementioned room with a gas.

[Claim 21] The angle-type luminescence fiber optics laser transport unit according to claim 18 characterized by exhausting the aforementioned room.

[Claim 22] An angle-type luminescence fiber optics laser transport unit given [claim 1 characterized by said high reflecting surface being in the flat surface of about 45 degrees to said medial axis so that said radiant energy may reflect from said high reflecting surface at the include angle of 90 degrees to said medial axis to] in 21 any 1 terms.

[Claim 23] An angle-type luminescence fiber optics laser transport unit given [claim 1 characterized by said high reflecting surface being in the flat surface of a bigger include angle than 45 degrees to said medial axis so that said radiant energy may reflect from said high reflecting surface at a bigger include angle than 90 degrees to said medial axis to] in 21 any 1 terms.

[Claim 24] An angle-type luminescence fiber optics laser transport unit given [claim 1 characterized by said high reflecting surface being in the flat surface of an include angle smaller than 45 degrees to said medial axis so that said radiant energy may reflect from said high reflecting surface at an include angle smaller than 90 degrees to said medial axis to] in 21 any 1 terms.

[Claim 25] An angle-type luminescence fiber optics laser transport unit given [claim 1 characterized by said receiving edge of said waveguide including a means to combine this waveguide with the source of a radiant energy to] in 24 any 1 terms.

[Claim 26] An angle-type luminescence fiber optics laser transport unit given [claim 1 to which this positioning device is characterized by having the means for detachable which combines said positioning device with said waveguide by the midpoint of said receiving edge and said luminescence chip of said waveguide including a positioning device to] in 25 any 1 terms.

[Claim 27] An angle-type luminescence fiber optics laser transport unit given [claim 1 which said pointing device is arranged for this rotativity part including a rotativity part between said means for detachable of said pointing device, and said receiving edge of said waveguide, and is characterized by said rotativity part being pivotable around the medial axis of said waveguide to] in 26 any 1 terms.

[Claim 28] The angle-type luminescence fiber optics laser transport unit according to claim 27 characterized by carrying out graduation attachment of said rotativity part so that it can rotate to two or more positions.

[Claim 29] An angle-type luminescence fiber optics laser transport unit given [claim 1 characterized by arranging said fiber in the thin coaxial channel which sends out the coolant to the transfer edge of said fiber optics waveguide to] in 28 any 1 terms.

[Translation done.]

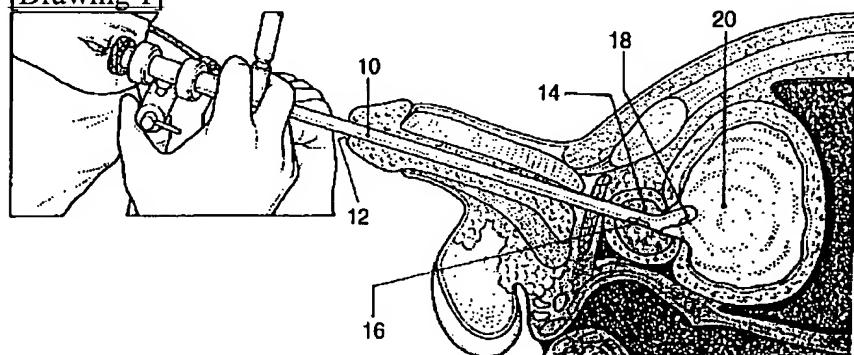
* NOTICES *

JPO and NCIPPI are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

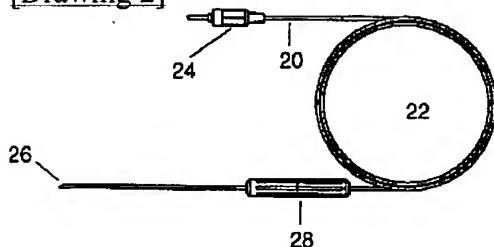
1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

DRAWINGS

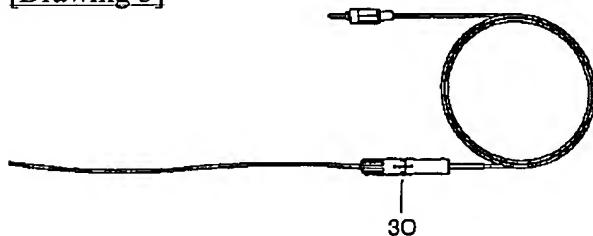
[Drawing 1]



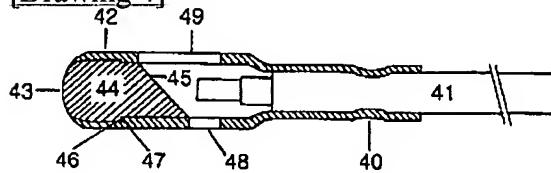
[Drawing 2]



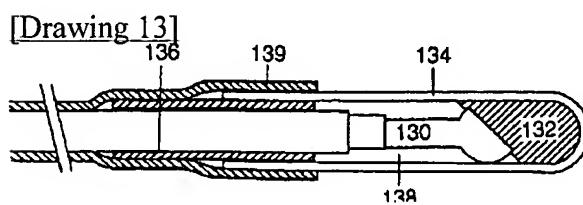
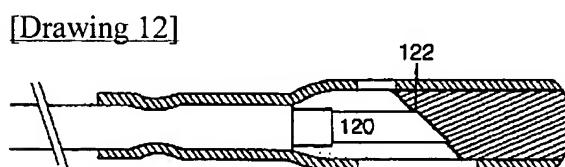
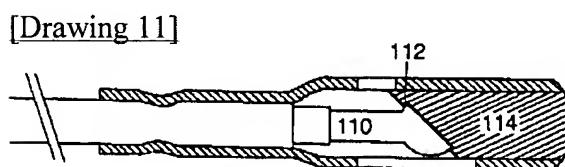
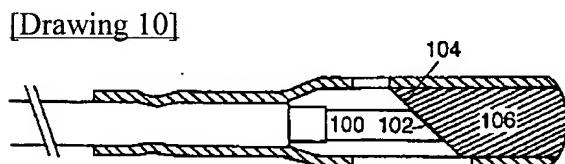
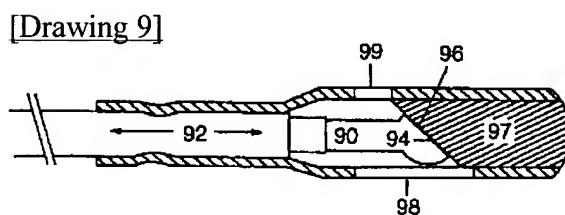
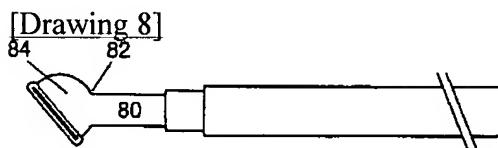
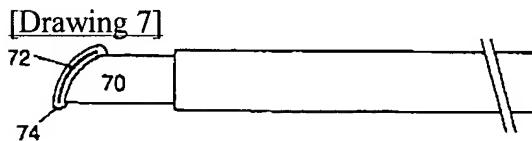
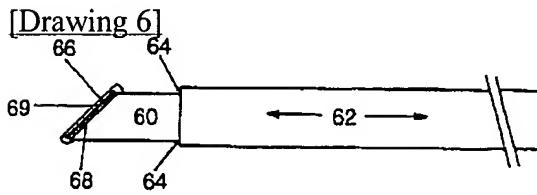
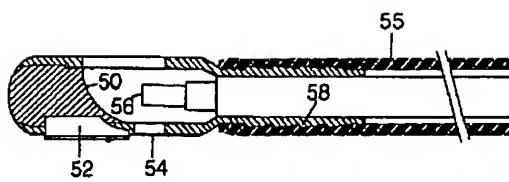
[Drawing 3]



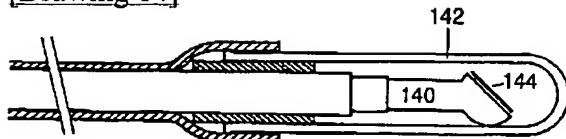
[Drawing 4]



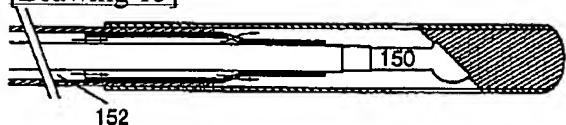
[Drawing 5]



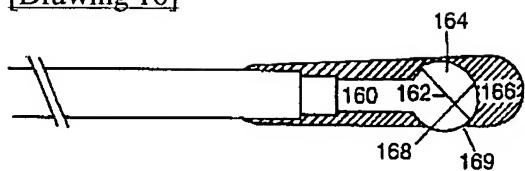
[Drawing 14]



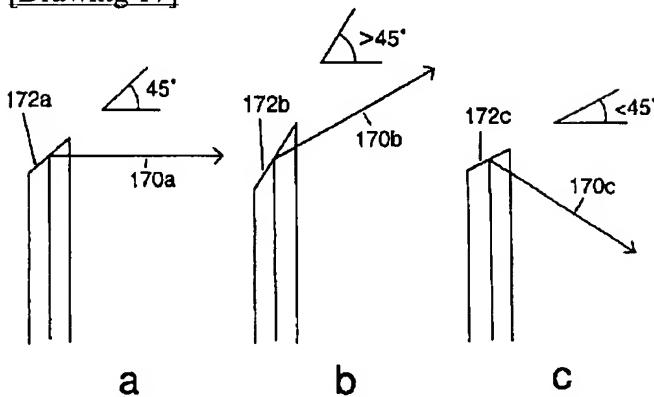
[Drawing 15]



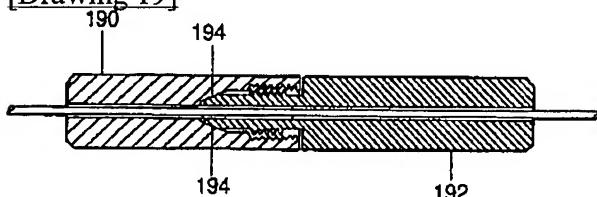
[Drawing 16]



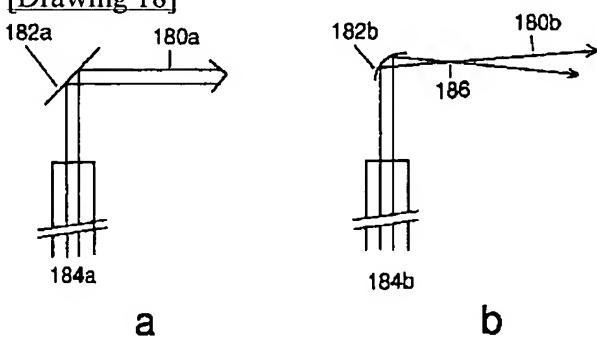
[Drawing 17]



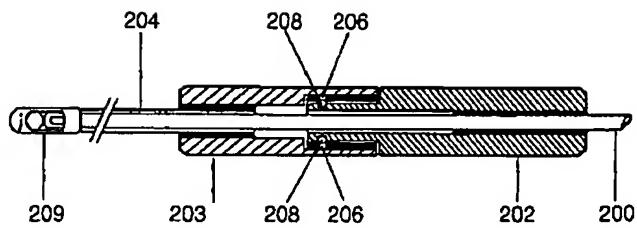
[Drawing 19]



[Drawing 18]



[Drawing 20]



[Translation done.]

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 07-047081
(43)Date of publication of application : 21.02.1995

(51)Int.Cl.

A61B 17/36

(21)Application number : 06-014724
(22)Date of filing : 08.02.1994

(71)Applicant : XINTEC CORP
(72)Inventor : RINK JOHN L
NGAI KWOK HING
YU KING J J
TAM HERRICK
CHOU MARILYN M

(30)Priority

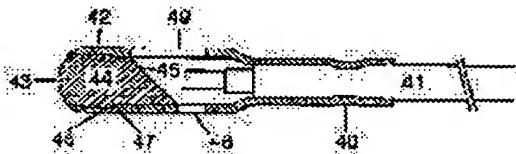
Priority number : 93 14814	Priority date : 08.02.1993	Priority country : US
93 67566	26.05.1993	
93 87981	07.07.1993	US
		US

(54) TRANSURETHRAL PROSTATE RESECTION DEVICE USING LASER

(57)Abstract:

PURPOSE: To minimize the pain and discomfort and eliminated any necessity of an indwelling catheter in the urethra by connecting the central hollow body part of a light emitting chip to a waveguide in a base part end, positioning a highly reflective surface in the central hollow body part so as to reflect a radiation energy at an operation angle, and passing it through the central opening part.

CONSTITUTION: A means 40 for fixing a light emitting chip to an optical fiber 41 is provided in each side of the end of a light emitting chip, and a hollow body part 42 of the light emitting chip is provided with a terminal end part 43. A reflection insert member 44 is provided in the hollow body part, a reflective material (such as gold) is deposited on the reflecting surface 45 of the insert member 44, and this highly reflective surface effectively transmits an incident laser beam. When the incident radiation beam is emitted by radiating from a light emitting window opening part 49 of the light emitting chip, the insert member 44 is heated. Coolant flows into the body part through a cooling port 48 by a convection current method using a washing and cooling solution for washing.



BEST AVAILABLE COPY

(19)日本国特許庁 (JP)

(12)公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平7-47081

(43)公開日 平成7年(1995)2月21日

(51)Int.Cl.⁶
A61B 17/36

識別記号 350
府内整理番号 7507-4C

F I

技術表示箇所

審査請求 未請求 請求項の数29 OL (全15頁)

(21)出願番号 特願平6-14724

(22)出願日 平成6年(1994)2月8日

(31)優先権主張番号 014814

(32)優先日 1993年2月8日

(33)優先権主張国 米国(US)

(31)優先権主張番号 067566

(32)優先日 1993年5月26日

(33)優先権主張国 米国(US)

(31)優先権主張番号 087981

(32)優先日 1993年7月7日

(33)優先権主張国 米国(US)

(71)出願人 594025302

ジンテック コーポレイション
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9460
7 オークランド アリス ストリート 9
00

(72)発明者 ジョン エル リンク

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9413
3 サンフランシスコ メイソン ストリ
ート 1741-シー

(74)代理人 弁理士 柳田 征史 (外1名)

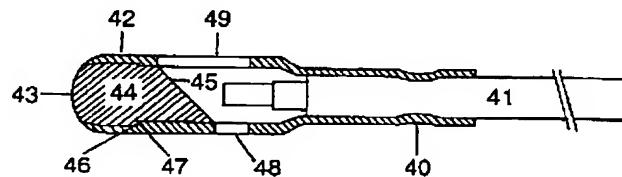
最終頁に続く

(54)【発明の名称】レーザを用いた経尿道前立腺切除装置

(57)【要約】

【目的】 レーザを用いた、経尿道前立腺切除を行う装置を提供する。

【構成】 光学ファイバ41には、発光チップが固定手段40により固定されている。このファイバ41を、発光窓開口部49が切除する前立腺上に位置するまで、尿道に挿入する。レーザビームをファイバ41を通じて輻射すると、レーザビームは反射表面45で反射して開口部49を通じて前立腺に達し、前立腺を焼灼する。



学レーザ伝達装置。

【請求項 9】 前記高反射表面が平面であることを特徴とする請求項 1 から 8 いずれか 1 項記載のアングル発光ファイバ光学レーザ伝達装置。

【請求項 10】 前記高反射表面が凹面であることを特徴とする請求項 1 から 8 いずれか 1 項記載のアングル発光ファイバ光学レーザ伝達装置。

【請求項 11】 辐射エネルギーによって組織を切断、凝固および蒸発せしめる、アングル発光ファイバ光学レーザ伝達装置であって、

該装置が、

受信端部、中心軸、および伝達端部を有するファイバ光学導波管、並びに発光チップからなり、

該発光チップが、

前記伝達端部上の斜め切断端部面、および前記端部面に付着された高反射表面からなり、前記端部面が前記導波管の前記中心軸に対する操作角度にあり、それにより、前記輻射エネルギーが前記中心軸に対して操作角度で反射されることを特徴とするアングル発光ファイバ光学レーザ伝達装置。

【請求項 12】 前記高反射表面が誘電体からなることを特徴とする請求項 1 から 1 1 いずれか 1 項記載のアングル発光ファイバ光学レーザ伝達装置。

【請求項 13】 前記高反射表面が金属材料からなることを特徴とする請求項 1 から 1 1 いずれか 1 項記載のアングル発光ファイバ光学レーザ伝達装置。

【請求項 14】 前記高反射表面が複数の材料層からなり、該材料が異なる屈折率を有することを特徴とする請求項 1 から 1 1 いずれか 1 項記載のアングル発光ファイバ光学レーザ伝達装置。

【請求項 15】 前記ファイバ光学導波管の直径が、前記装置の発光チップの近くの点で増大して、切断されたポール形状の発光チップを形成することを特徴とする請求項 1 から 1 4 いずれか 1 項記載のアングル発光ファイバ光学レーザ伝達装置。

【請求項 16】 前記発光チップが前記中心空ボディを覆って付着された保護層を含み、該保護層が前記輻射エネルギーを透過する材料からなることを特徴とする請求項 1 から 1 0 または 1 2 から 1 5 いずれか 1 項記載のアングル発光ファイバ光学レーザ伝達装置。

【請求項 17】 前記発光チップが前記高反射表面に亘って付着された保護層を含み、該保護層が前記輻射エネルギーを透過する材料からなることを特徴とする請求項 1 から 1 5 いずれか 1 項記載のアングル発光ファイバ光学レーザ伝達装置。

【請求項 18】 前記ファイバの前記斜め切断端部表面と前記保護層の間に挟まれた室を規定する空間があり、該室が密封手段により密封されることを特徴とする請求項 1 6 または 1 7 記載のアングル発光ファイバ光学レーザ伝達装置。

【請求項 19】 前記室が液体で満たされることを特徴とする請求項 1 8 記載のアングル発光ファイバ光学レーザ伝達装置。

【請求項 20】 前記室が気体で満たされることを特徴とする請求項 1 8 記載のアングル発光ファイバ光学レーザ伝達装置。

【請求項 21】 前記室が排気されることを特徴とする請求項 1 8 記載のアングル発光ファイバ光学レーザ伝達装置。

10 【請求項 22】 前記輻射エネルギーが前記中心軸に対して 90 度の角度で前記高反射表面から反射するように、前記高反射表面が前記中心軸に対して約 45 度の平面内にあることを特徴とする請求項 1 から 2 1 いずれか 1 項記載のアングル発光ファイバ光学レーザ伝達装置。

【請求項 23】 前記輻射エネルギーが前記中心軸に対して 90 度より大きな角度で前記高反射表面から反射するように、前記高反射表面が前記中心軸に対して 45 度より大きな角度の平面内にあることを特徴とする請求項 1 から 2 1 いずれか 1 項記載のアングル発光ファイバ光学レーザ伝達装置。

20 【請求項 24】 前記輻射エネルギーが前記中心軸に対して 90 度より小さな角度で前記高反射表面から反射するように、前記高反射表面が前記中心軸に対して 45 度より小さな角度の平面内にあることを特徴とする請求項 1 から 2 1 いずれか 1 項記載のアングル発光ファイバ光学レーザ伝達装置。

【請求項 25】 前記導波管の前記受信端部が該導波管を輻射エネルギーの源に結合させる手段を含むことを特徴とする請求項 1 から 2 4 いずれか 1 項記載のアングル発光ファイバ光学レーザ伝達装置。

30 【請求項 26】 位置決め装置を含み、該位置決め装置が前記導波管の前記受信端部と前記発光チップとの中间点で前記位置決め装置を前記導波管に結合させる固着手段を有することを特徴とする請求項 1 から 2 5 いずれか 1 項記載のアングル発光ファイバ光学レーザ伝達装置。

【請求項 27】 前記位置決め装置が回転性部分を含み、該回転性部分が前記位置決め装置の前記固着手段と前記導波管の前記受信端部との間に配され、前記回転性部分が前記導波管の中心軸の周りで回転可能であることを特徴とする請求項 1 から 2 6 いずれか 1 項記載のアングル発光ファイバ光学レーザ伝達装置。

40 【請求項 28】 前記回転性部分が、複数の所定の位置に回転できるように目盛り付けされていることを特徴とする請求項 2 7 記載のアングル発光ファイバ光学レーザ伝達装置。

【請求項 29】 前記ファイバが、前記ファイバ光学導波管の伝達端部に冷却液を送出する細い同軸チャンネル内に配されることを特徴とする請求項 1 から 2 8 いずれか 1 項記載のアングル発光ファイバ光学レーザ伝達装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は良性の前立腺過形成（BPH）の治療、より詳細にはレーザを用いる改良された経尿道前立腺切除（TURP）を行うのに特に適した装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】良性の前立腺過形成もしくは肥大（BPH）とは前立腺の異常な増大を意味する。これは通常50歳以上の男性がかかる疾患である。症候は、通常、肥大化する前立腺が尿道の周りを圧迫するにつれて徐々に進行する。尿の流れが妨げられ、放尿に困難が生じる。この状態の男性の中には毎晩4～5回も起きて放尿しなければならない者がしばしば認められるが、彼らはそれでも尿意から完全に解放されたとは感じ得ないことがある。この圧迫が問題を引き起こすまで進行するには数か月から数年を要する。膀胱筋は正常時には弛緩してから尿を尿道に流すものであるが、力を入れて尿を押し出すようになる。したがって、膀胱筋が膨脹したり、過度に発達したりし、これにより、腹部が膨潤することがある。激しい腹部の痛みが生じ、自分で軽減できなくなると、直ちに治療することが必要になる。米国では毎年45万例を超える経尿道前立腺切除が行われており、80歳になった全男性の3分の1近くがこのような治療を必要としているものと推定される。

【0003】この分野において医療技術は大幅に発達した。17～19世紀にかけては膀胱閉鎖症を軽減するために胆石除去および開腹前立腺摘出を行う外科的手法が発達した。20世紀初頭までには経尿道前立腺切除（TURP）を行うワイヤループ型電気焼灼器の使用が提案され、これは頻繁に用いられていた開腹恥骨上切開もしくは会陰切開に代わる手段となった。最近の60年間に、焼灼ワイヤループを有し、観察能力と切断ないし拡孔性を兼ね備えた近代的な切除鏡は上記のような疾患を治療するための絶対的な標準としばしば称されるようになつた。その手法は、ワイヤループを電気抵抗によって加熱し、この加熱したループ前立腺内で徐々に前後させて組織を切断および焼灼し、尿道全域の周囲が処置されるまで前立腺の長さ方向に沿って一連の溝を形成する工程を含む。処置した領域は冷却液を用いて灌注し、内臓や他組織の熱損傷を最小にする。冷却液は典型的には殺菌水もしくはある種のグリシン／ソルビトール／マンニトール溶液である。食塩水は生体適合性を有するものであるが、装置内で短絡を引き起こす危険性があるため、この手法には使用しない。

【0004】このような処置でも術後罹病がないわけではない。死亡率は0.25%未満にまで減少したが、電気焼灼TURP療法を受けた男性には一貫した極めて高い割合で合併症が生じており、その中には輸血や灌注溶液の前立腺内への吸収を必要とするものもあり、これによつ

て、嘔吐、高血圧症、急発作、さらには軽度の心筋症等、多数の合併症が起こる。他の合併症としては、軽度ないし重度の失禁、勃起障害、および射精退行等がある。また、局部もしくは全身麻酔薬を多量に投与する必要があるため、この手法は複雑化し、多くの患者には利用できにくいものとなっていた。

【0005】他のBPH治療法としては薬物療法が挙げられる。効果がいくらか期待できる新製品にはフィナステリド（finasteride）がある。しかしながら、新薬認可には何年もの試験と臨床研究が必要とされる。さらに、薬物療法は、他の医学的問題を有していたり、既に他の種類の薬物を処方されているような多数の者には適していない。現時点では、効能のある安全な薬物療法の実現は数年先になるものと思われる。

【0006】レーザを用いたTURPはわずかここ数年の中に可能となったものである。近年開発された側方もしくは特定の角度に発光するファイバ光学レーザ外科メスは内視鏡の内腔を通して外科医によって容易に操作される。これにより、腺腫組織を深部まで熱壊死させて、剥離除去できるようになり、また、前立腺静脈洞が切断されないように、過度の出血や灌注溶液の吸収が防止される。また、この手法においては硬膜外麻酔もしくは脊髄麻酔が必要となるか、あるいは、手術がかなり短時間であるため、経尿道局部麻酔と軽度もしくは短時間作用性の静脈内鎮静との組合せが必要となる。

【0007】最初の有用なレーザは1960年代に開発されたが、この技術の医学分野における使用は近年のレーザおよびファイバ光学伝送系の進歩によって大幅に増大した。現在、主として外科および他の医学的手法に関する広範囲の適用分野で使用するために考案された数多くのレーザ系が存在している。CO₂レーザとして知られる一般的な型のレーザは波長10.64ミクロンの放射線を発する。しかしながら、CO₂レーザによって生成された放射エネルギーを集中もしくは誘導するためには所定の仕様で何組かのミラーを配置することが必要となる。これらの系は一般に大型で高価である。波長1.064ミクロンの電磁エネルギーを発するNd:YAG型レーザの出現により、シリカをコアとする光学ファイバを通してレーザ放射線を発生させ、集中させることができた。

したがって、ファイバ光学外科器具はある種の手法において重要となった。これらが有用となる範囲は現在も開拓および発見されつつある。

【0008】レーザファイバは生体組織の切開、壊死もしくは殺傷、組織および構造の切採もしくは除去、および組織の焼灼等、様々な手法に用いることができる。ビームを極度に集中させることにより、いずれの操作中においても制御量を最大化することができる。生体組織の焼灼および壊死には凝固が伴う。これは、より詳細には、レーザ自体が接触もしくは貫通した組織の光学凝固である。この工程において、レーザは接触した組織内の

蛋白質を急速に加熱し、熱変成させる。これにより、実質的に、生体細胞は死滅し、血管は閉塞する。この工程は玉焼きの調理に模せられている。実際には、切開工程中に、切開された組織の焼灼が同時に起こりやすい。したがって、レーザ手術はしばしば手術中に出血がないことによって特徴付けられる。

【0009】従来技術には、二重波長の放射線ビームを発生し、切断と焼灼を同時に使う装置が記載されている。このような装置は一般に1つの型のレーザと基本波長ビームの半分もしくは2倍の波長を供給するためのある種の調波発生器とを用いるものである。また、例えば250～350nmといった、かなり短波長のエネルギーを発することに関する発明もある。このような波長では、分子ではなく、蛋白質が放射線を吸収する。しかしながら、これらの系は操作が複雑であるため、一般的な外科手術には向きなものである。これらの系は医療施設の多くでは標準とはなっておらず、かなり特殊な手法に時たま使用するだけのために購入するには費用も高すぎるものである。

【0010】外科手術に使用する光学ファイバの構造はかなり単純なものである。石英、プラスチックもしくはシリコーンのクラディングを使用してレーザ光を石英のコアに閉じ込める。理論的には入射光量子のうちのわずかなもののみが直進してファイバ軸方向に導かれる。残りの光量子が石英クラディング界面の内反射によってファイバコア内に閉じ込められるため、放射ビームの伝送が可能となる。ファイバからは極めて少量の光量子しか離脱しない。シリカをコアとするファイバの医療レーザへの使用に関する技術はよく知られており、例えば、B. P. マッキャン(McCann)、フォトニクス・スペクトラ(Photonics Spectra)、1990年5月号、127～136ページに記載されている。これらの型の光学ファイバと遠隔通信およびデータ伝送に用いられる光学ファイバとの違いは重要である。殺菌性、石英コアの保全性および純度、構成材料の電力耐性および屈折率等、いくつかの設計要素を考慮しなければならない。

【0011】一般には10～100ワットのエネルギーが軟組織手術を行うために使用される。体外で使用されるファイバ光学レーザメスの操作は体内手術もしくは内視鏡手術に用いられるものの操作とはかなり違ったものになり得る。内視鏡のうちのいくつかは複数の管を備え、これらに観察口もしくはカメラ、レーザ発信器、灌注液供給管およびそれに付随する吸引管等を収納している。高電力の放射線を発するとファイバチップ自体に重大な悪影響が及ぼされることがある。従来設計されたものにおける問題の1つは、レーザビームを直角に導くチップが過熱されることである。これは反射面における電力(熱)吸収によって生じるものである。ファイバチップ表面もしくはその近傍における過熱は不完全燃焼した組織の蓄積によって起こることもある。この組織は急速に加熱さ

れ、熱急騰として知られる段階の引き金となる。熱が蓄積するに従ってファイバチップは加熱され、溶融ないし変形することもある。この問題のために、アングル発光ファイバ光学外科装置は手術の途中で交換しなければならないこともしばしばある。

【0012】このように、現在入手できるアングル発光ファイバ光学レーザ装置の問題は主としてファイバの過熱および破損に関するものである。1つの解決法は、サファイアや石英のような透明で硬質かつ耐熱性のチップを提供することである。また、別の解決法はメスのチップに反射率の高い表面を設けてビームを偏向させることである。

【0013】多層光学干渉膜は干渉フィルタもしくは干渉膜とも称され、当技術分野においてよく知られている。このような膜は2つ以上の物質を互い違いに積層してなるものであり、これらの物質は典型的には屈折率の比較的高いものと比較的低いものとの組合せからなる。これらの物質は誘電体としても知られている。これらは当技術分野においてよく知られており、電磁スペクトラムの様々な部分に由来する放射線を反射ないし透過するよう設計できるものである。しばしば、屈折率の高い物質と屈折率の低い物質は各層の光学厚さが入射光波長のほぼ1/4に等しくなるように互い違いに積層され、「1/4波スレーブ」が形成される。これらの型の反射器は光学吸収損失を0.0001%～0.0002%程度にまで低減すると報告されている。

【0014】これらの膜の製造方法は従来技術に記載されている。ここで引用する米国特許第4,925,259号には耐損傷性誘電コーティングをシリカ基材上に形成することが記載されている。パルス化したプラズマを用いた化学蒸着法を用いることにより、数百ないし数千もの積層対を迅速に蒸着させることができある。屈折率の差を大きくすると、所定の反射率を得るのに必要な積層対の数は小さくなる。場合によっては、互い違いに積層された物質の屈折率を互いに極めて近似したものとし、層の数を極めて大きなものとすることもできる。これらのコーティングは光学放射線に対して純粋なシリカの耐破損性に匹敵するような優れた耐破損性を示すものと考えられる。高電力を用いるレーザの適用分野においては、構成要素は高いエネルギー束密度に耐えるようにしなければならない。また、構成要素は耐磨耗性のものとする。これらの物質は組成が極めて似通っているため、熱特性および機械特性の違いに関する問題は殆どない。剥離や落剥、さらに膜を遮光性とするような微小亀裂は生じないようにする。

【0015】反射面では入射放射線の殆どが反射され、極めてわずかなものしか吸収されず、表面温度は顕著には上昇しない。ファイバチップの研磨された斜切断面に密接した効率的な反射器、手術もしくは切断もしくは加熱手法を行うために光学ファイバに関連して使用される

レーザビームを内反射させるための干渉膜のような反射性コーティング、あるいはレーザ光が光学ファイバ導波路と空気ポケット中の空気もしくは他の気体もしくは液体との屈折率の違いによって側方に反射されるようにファイバチップに設けられた密閉空気ポケットを提供するような従来技術は知られていない。

【0016】欧州特許庁により国際公開番号W093/12728として公開された国際特許出願明細書は、レーザ使用TURPの分野で現在よく知られ、一般的に実施されている技術に関するものである。現在、標準的なレーザ使用TURPはNd:YAGレーザまたは他の適当なエネルギー源を用いて行われている。典型的には、これには適当な麻酔もしくは鎮静および21フレンチ(French)もしくは他の適当な寸法の膀胱鏡が必要となる。最初に前立腺の長さおよびその肥大部が測定される。レーザによる前立腺切除を行う際に標準的な方法は直角発光型ファイバのチップを膀胱鏡を通して前立腺内に挿入し、ほぼ4つの点でエネルギーを供給ないし発射することからなる。これらの「時計回りの」点は標準的な側葉肥大に対して最も適したものであり、典型的には時計の2, 4, 8および10時の位置にある。これら4点のいずれか1つから開始し、各点を1回ずつ移動するようにした場合、内面から深さ約1.3cmまでの組織を凝固させるためには、Nd:YAGレーザの連続波を60Wの電力で約60秒間発射することが必要となる。肥大した前立腺の長さ約4.5cm毎にさらに一周「時計回りの」凝固焼灼が行われる。この時点では16-Fもしくはそれと同等のフォーリー(Foley)型カテーテルが挿入され、患者は入院したまま回復を待つか、退院させられる。

【0017】これら従来技術によるレーザ使用TURPにはいくつかの短所が存在する。粘膜表面がファイバチップで擦られるため、しばしば小さな粘膜出血が生じ、したがって、レーザエネルギーを局所的に適用して傷口を焼灼することが必要となる。カテーテルを尿道内に配置して膀胱の吸引を行わなければならないが、これは通常、手術中に配置され、そのまま約24~48時間保持され、時には1週間も保持されることになる。多くの男性の入院期間は2~5日間である。手術直後から数日までの間に、患者には急性局部前立腺浮腫もしくは膨潤相が発達し、前述のカテーテルの使用が必要となる。また、カテーテルを除去するまで患者は自然放尿が不可能であり、その後も、手術後6か月を経るまでは最大流量を達成できないことがある。これは、凝固した前立腺組織が分離して落剥するまでには手術後、長い時間がかかるためである。カテーテルの挿入およびその磨耗は、切り傷、亀裂、もしくは炎症として尿道に損傷を与える危険性がある。このため、細菌感染が常に懸念され、合併症を防止するために抗生素質を使用することがしばしば必要となる。

【0018】正確な量の冷却能力を発揮するように調節

可能なメスは極めて有用である。例えば1回の手術中に外科医がまず大量の組織を凝固させようとする場合、低電力の放射線を比較的長時間発するような装置は充分に灌注して長時間使用による過熱を防止する必要がある。したがって、このようなメスの発光チップには大きな冷却口が必要になることがある。次いで、外科医は組織を蒸発させるためにメスの出力を増大させ、短時間の高出力操作で凝固組織を蒸発させることもある。この際は冷却水の流量を低減しない限り、蒸発工程は不可能になる。このように、凝固と剥離という2つの異なった工程には互いに異なった外科手術パラメータが必要となる。

【0019】従来のレーザメスに関するもう1つの問題は使用感がぎこちなく、正確に操作するのが困難になることがしばしばあるという点である。1つの問題は石英ファイバが薄すぎ、しっかりと保持することが困難な点である。これは特に膀胱鏡やある種の内視鏡のような、外科医が発光端を直接制御できないものに使用された場合に問題となる。また、メスが外科医によって回転および操作されると、ファイバはいくらかの角トルク量の下で捩じられる。したがって、好ましくはある種の外部制御手段を用いて、容易に制御できるメスを提供することが望ましい。

【0020】

【発明が解決しようとする課題】本発明の目的はレーザを用いた経尿道前立腺切除を行うのに適した装置を提供することにある。

【0021】本発明の目的は患者が被る苦痛および不快感が最小になるような、レーザを用いた経尿道前立腺切除を行うのに適した装置を提供することにある。

【0022】本発明の目的は診療所もしくは病院において、実質的に外来患者を基本とし、入院を必要とするような顕著な外傷もしくは他の手術後の罹病を伴うことなく行うことができるレーザを用いた経尿道前立腺切除を行うのに適した装置を提供することにある。

【0023】本発明の目的は、カテーテルを手術後の顕著な期間にわたって尿道中に残留させる必要がなく、したがって、手術直後に膀胱からの正常な放尿が可能であり、抗生素質もしくは他の薬物療法を要するような感染の危険性が少ないような、レーザを用いた経尿道前立腺切除を行う方法を提供することにある。

【0024】本発明の目的は、前立腺の肥大した余分な組織がまず凝固し、次いで、蒸発もしくは剥離し、従来の同様の手法において通常要していたような長い組織分解および落剥期間が必要でない、レーザを用いた経尿道前立腺切除を行うのに適した装置を提供することにある。

【0025】

【課題を解決するための手段】本発明は、輻射エネルギーによって組織を切断、凝固および蒸発せしめるアングル発光ファイバ光学レーザ伝達装置 (angle firing fiber

optic laser delivery device) であって、該装置が、受信端部、中心軸、および伝達端部を有するファイバ光学導波管、並びに発光チップからなり、該発光チップが、該発光チップを前記導波管の前記伝達端部に隣接した部分に結合させる結合手段、末梢端部および基部端部を有する中心中空ボディ部分、および高反射表面からなり、前記結合手段が前記基部端部で前記発光チップの中心中空ボディ部分を前記導波管に結合させ、部分的に切り取られた前記中心中空ボディ部分が中心開口部を規定し、前記高反射表面が操作位置において前記発光チップの前記中心中空ボディ部分内に位置し、それにより前記輻射エネルギーが前記中心軸に対して操作角度 (operative angle) で反射されて前記中心開口部を通過することを特徴とするアングル発光ファイバ光学レーザ伝達装置を提供する。

【0026】また、本発明は、輻射エネルギーによって組織を切断、凝固および蒸発せしめるアングル発光ファイバ光学レーザ伝達装置であって、該装置が、受信端部、中心軸、および伝達端部を有するファイバ光学導波管、基部端部および末梢端部を有する剛性カニューラ部材、前記導波管を前記カニューラ部材内に固着し、それにより前記カニューラ部材の末梢端部に隣接させて前記導波管の伝達端部を保持する、前記カニューラ部材の前記基部端部に隣接した導波管固着手段、および発光チップからなり、前記導波管を、該導波管の伝達端部が前記カニューラ部材の末梢端部に隣接するように、前記カニューラ部材内に軸上に配し、該発光チップが、該発光チップを前記カニューラ部材の末梢端部に結合させる結合手段、基部端部および末梢端部を有する中心中空ボディ部分、および高反射表面からなり、前記結合手段が前記発光チップの前記中心中空ボディ部分の前記基部端部を前記カニューラ部材の前記末梢端部に結合し、部分的に切り取られた前記中心中空ボディ部分が中心開口部を規定し、前記高反射表面が操作位置において前記発光チップの前記中心中空ボディ部分内に位置し、それにより前記輻射エネルギーが前記中心軸に対して操作角度で反射されて前記中心開口部を通過することを特徴とするアングル発光ファイバ光学レーザ伝達装置を提供する。

【0027】さらにまた、本発明は、輻射エネルギーによって組織を切断、凝固および蒸発せしめる、コンビネーション反射率を利用したアングル発光ファイバ光学レーザ伝達装置 (combination reflectance angle firing fiber optic laser delivery device) であって、該装置が、受信端部、中心軸、および伝達端部を有するファイバ光学導波管、並びに発光チップからなり、前記伝達端部が斜め切断端部表面を有し、前記端部表面が前記ファイバ光学導波管の前記中心軸に対して操作角度にあり、前記発光チップが、前記発光チップを前記導波管の前記伝達端部に隣接した部分に結合せしめる結合手段、末梢端部および基部端部を有する中心中空ボディ部分、およ

び高反射表面からなり、前記結合手段が前記基部端部で前記発光チップの前記中心中空ボディ部分を前記導波管に結合させ、部分的に切り取られた前記中心中空ボディ部分が中心開口部を規定し、前記伝達端部が前記高反射表面と密接に接触し、前記伝達端部および前記高反射表面の両者が操作位置において前記発光チップの前記中心中空ボディ部分内に位置し、それにより前記輻射エネルギーが前記中心軸に対して操作角度で反射されて前記中心開口部を通過することを特徴とするコンビネーション反射率を利用したアングル発光ファイバ光学レーザ伝達装置を提供する。

【0028】さらにまた、本発明は、輻射エネルギーによって組織を切断、凝固および蒸発せしめる、インターナルリフレクタンスアングル発光ファイバ光学レーザ伝達装置 (internal reflectance angle firing fiber optic laser delivery device) であって、該装置が、受信端部、中心軸、および伝達端部を有するファイバ光学導波管、並びに発光チップからなり、該発光チップが、前記伝達端部上の斜め切断端部面、および前記端部面に付着された高反射表面からなり、前記端部面が前記導波管の前記中心軸に対する操作角度にあり、それにより、前記輻射エネルギーが前記中心軸に対して操作角度で反射されることを特徴とするアングル発光ファイバ光学レーザ伝達装置を提供する。

【0029】本発明の1つの実施例は本発明の装置の発光チップ内のインサートに関するものである。このインサートは極めて高度に研磨可能な金もしくは他の物質から形成される。また、このインサートは反射性物質のコーティングもしくは層を施されたものとすることもできる。このインサートは発光チップ内に挿入される前に研磨することができる。したがって、製造者はレーザビームが導かれる正確な角度を特定することができる。この角度は入射ビームに対して90°でもよく、また、90°よりも小でもよい。また、インサートの光学表面はビームを集中させるために所定の曲率とすることができます。レーザビームが集中する領域は最も熱くなるが、ビームパス内の他の点は深い組織凝固や表面焼灼に有用である。したがって、発光チップを焦点距離が変化する凹反射面付きのインサートとともに製造すれば、広範囲の正照準装置が提供される。外科医は所望の焦点に従って装置を選択し、組織の切除、除去、もしくは焼灼のために使用することができる。

【0030】もう1つの実施例は光学ファイバの端部が斜めに切断され、場合によっては研磨され、反射性の高い鏡面に密接して配された装置である。装置が設計された適用分野および操作パラメータに依存するが、光学ファイバの斜めに切断されたチップを反射性キャップもしくはインサートの反射性鏡面内に埋め込むことが有利となることもある。この場合には、供給されたレーザ放射線が側方に反射され、ファイバと反射面との界面近傍に

おける光の漏れが低減もしくは排除できる。本発明のもう1つの実施例においては斜めに切断されたファイバの端部において発光チップに空隙もしくは空気ポケットが設けられる。この実施例においては、発光チップの端面にレーザビームの波長に対して完全に不透明な干渉膜を被覆してもよい。

【0031】極めて効果的であることが証明された実施例は截頭ボールチップファイバであって、ボール部分が斜めに切断され、ファイバのみの場合よりも大きな表面積を有しているものである。チップを手術用の角度で切断し、研磨した場合、レーザビームは側方に内反射する。研磨した端面は金もしくは銀もしくは他の金属もしくは物質からなる層を有する鏡面等の効率的な反射器に密接して配することができる。この結果、切断端面を通過して内反射されなかったレーザビームのあらゆる部分が反射されることになる。また、ボールチップの切断面を反射面から若干退却させるか反射面に埋め込むと、過熱もしくは失敗を伴うことなく、所定の角度でレーザビームを発する装置を得ることができる。

【0032】もう1つの実施例として、ファイバの切断面上に反射層を直接蒸着することもできる。極めて薄いコーティングとして蒸着可能であり、極めて高い反射性を産出する物質の1つは金である。反射性物質の上に保護層を設けることもでき、これは反射性物質に耐久性と耐熱性を付与する上で有用となり得る。ここで引用する米国特許第4,992,082号には金属もしくは金属合金からなる反射性コーティングとそのガラス表面上への適用方法が開示されている。

【0033】

【作用】標準的なレーザ使用TURPの第1段階は前立腺の肥大部分を凝固させることである。レーザ使用TURPはパルス波レーザ発生系を用いて行なうことが最も好ましいが、殆どあらゆる連続波(CW)の使用が可能である。周波数60Hz、最大電力約1キロワット/パルスとすると、平均45ワットを産出するパルス化レーザは60ワットを産出するCWレーザとほぼ同一の効率で組織を凝固させることができる。

【0034】肥大部分の長さに応じた尿道の周りの各領域の腺腫性前立腺組織を凝固させた後、より高いエネルギーを用いた2回目の照射により、その組織を蒸発させる。パルス化レーザを用いた場合、この蒸発は平均電力60ワットで達成することができる。CWレーザの場合、組織を蒸発させるには一般に80~90ワットが必要となる。

【0035】ファイバの2巡目の間には既に凝固した組織を全部もしくは部分的に除去することができる。時計の6時の点において前立腺の長さに沿って1つの深い領域を刻み込むことが可能であり、こうするだけで患者が充分に放尿できるようになることもしばしばある。他の患者においては、外科医が絵筆を使うようにファイバの

チップを移動させて複数の溝を形成することが必要になるかも知れない。さらに必要に応じて、標準的な外科切除鏡を用いた機械的な切断もしくは拡孔によって凝固組織を除去することもできる。カテーテルは直ちに除去できなかったとしても回復室で数時間経た後には除去できる。膨潤は避けられないとしても、手術直後においてさえ、放尿が困難になるほど重大なものではない。また、典型的なTURP患者は50~80歳であるため、病弱体質もしくはある種の心臓関連投薬との相互作用等による合併症は珍しいものではない。しかしながら、この手術は実質的に外来患者に対して行なうことができ、手術後に入院する必要は殆どなくなる。

【0036】従来の標準的なレーザ使用TURP処置からの回復は最長6か月を要し、この間に中央の凝固壊死組織が酵素によって漸進的に組織液化し、排尿流量が正常に戻るものであった。実際には平均的な患者の手術前の症状は改善しなかった。これらの症状は実際には悪化することもあった。本発明の改良された方法によれば、この全治癒期間は7週間以下にまで短縮され、患者は完全な軽減を殆ど直ちに経験する。いくつかの研究においては治癒期間中に出血の症例は報告されなかった。これは、レーザ使用TURP後の排尿の最初もしくは最後の一滴に血液が混じるという一般的な観察とは対照的である。

【0037】過去においては、手術の約18時間後に血清前立腺特異抗原(PSA)の値が最大となり、続いて数か月にわたって極めて緩慢に減少してベースライン値もしくはそれ以下になることが検出された。この血清PSA中における変動はレーザにより形成される火傷の病理生理学的所見に類似するものと観察された。すなわち、初期には急性の毛管漏れ現象によって組織浮腫が生じ、次いで前立腺実質が次第に破壊される。本発明の改良された方法によれば、組織の破壊後、残りの組織の病理性は穿針生検法によって決定することができる。PSA値は手術後にいくらかのピークを示すが、より迅速に通常の前立腺切除後の値に戻る。したがって、血清PSAの値が正常に戻るのが遅かったり、他の変化を示すことを観察すれば、早期に悪性腫瘍を初期段階で早期発見することが可能になる。また、血液希釈剤を投与されている患者は、これまで必要であったような最長1週間の待機期間を経ることなく、かなり早くその投薬を再開することができる。

【0038】

【発明の効果】本発明の臨床的な適用分野には組織の外科的剥離、蒸発、切開、切採、凝固および焼灼等がある。これらの手術は空気中でも液体中でも、解放法でも内視鏡法でも、生来の体管を通して人為的な切開を通して行なうことができる。他の適用分野には、いざれかの波長のレーザビームを光学ファイバを経由して角度をつけて発射することが有用な科学工業、娯楽、通信、お

より他の商業的適用分野等がある。

【 0 0 3 9 】 本発明の他の数多くの利点および特徴は本発明の詳細を本願明細書の一部として充分かつ完全に開示する以下の本発明の詳細な説明および実施例ならびに特許請求の範囲および添付図面から容易に明らかになるものである。

【 0 0 4 0 】

【実施例】以下、図面に示す実施例に基づいて本発明を詳細に説明する。

【 0 0 4 1 】 図 1 は、尿道 12 を通して挿入され、前立腺 14 に隣接して位置した切除用内視鏡 10 の概略図である。適するものであれば、いかなる膀胱鏡または切除用内視鏡を用いてもよく、様々な種類のものが容易に入手できる。端部の開口部 16 により、レーザエネルギーを、内視鏡を通じて挿入されたファイバ光学レーザ輻射装置から、増大した前立腺の組織に直接当てることができる。レーザを照射している広い範囲の検視または洗浄と冷却のために、別の開口部 18 を用いてもよい。膀胱 20 を表示する。検視できることは、機器の正確な操作と取扱いにとって非常に重要である。外科医は一般的に、手術において重要な要素である前立腺の長さを測定する。図 1 は、外科医が手術を直接検視している切除用内視鏡の種類の 1 つを示している。最近の切除用内視鏡には、この内視鏡のチップ (tip) にあるレンズ付きカメラにより大きなスクリーンに伝達して手術を検視できる。現在市場では、数多くの異なる種類の膀胱鏡や切除用内視鏡が出回っている。

【 0 0 4 2 】 図 2 は、本発明の外科用メスを示す図である。光学ファイバ 22 の基部端部 20 には、脱着可能光学ファイバコネクタ 24 が接続されている。これらのコネクタはこの業界における標準的なものであるが、専用のものであってもよい。このアッセンブリの末梢端部には、発光チップ (firing tip) 26 がある。メスを、内腔または内視鏡により、もしくは別の種類の方法で操作する場合に用いる、位置決め装置 28 もまた示す。メスを剛性カニューラまたは内視鏡に挿入する距離は、外科手術中に外科医により調節し正確に位置決めできる。装置は、フレキシブルファイバ上に正確に位置決めでき、メスの操作を妨害せずに使用するのに都合がよく、一方で外科医を補助する装置であればいかなるものであってもよい。この装置は、ファイバのハンドルまたは固定システムとしてとらえることもできる。そのような装置の 1 つは、ともにねじれる 2 つの部分から作られる。2 つの部分はともにねじれながら、ファイバ自身を締め付けるかまたは挟み込む。このようにして、位置決め装置はファイバに取り付けられ、発光チップを正確に取り扱うのに都合がよい。この装置はまた、位置決め装置を通じてファイバの正確な長さを測定するのに微細に調節できる。図 3 は、そのような位置決め装置の別の種類を示している。

【 0 0 4 3 】 図 3 は、ファイバが回転可能な結合装置 30

によりカニューラ内に正しく保持されていることを除いては、図 2 に示したものと同様な本発明の実施態様の概略図である。このカニューラ部材は、半剛性管である。このカニューラ部材が中心軸の周りを回転するときに、発光窓が方向を変え、反射したレーザエネルギーが異なる軸位置に向けられる。この実施態様の発光チップを図 5 に詳細に示す。

【 0 0 4 4 】 図 4 は、発光チップの好ましい実施態様の断面図である。発光チップの端部の各側には、発光チップを光学ファイバ 41 に固定する手段 40 がある。機械的クリンプ (図示)、成形構造、接着剤または締め金のような様々な取付け手段を用いてもよいことが、当業者には理解されよう。図 4 はまた、発光チップの中空のボディ部分 42 を示す。このチップの中空ボディ部分は、末梢端部 43 を有する。発光チップの組立ては、中空ボディ部分内の反射インサート部材 44 の配置を含む。発光チップの末梢端部は、滑らかな表面を提供するように形成されている。これは、チップの機械圧縮、すり、研磨または被覆のような様々な手段により行なえる。チップを丸くして、操作を容易にすることもできる。インサート部材の反射表面 45 は、インサートの表面上への反射材料 (金のような) による、蒸着、メッキまたはスパッタリング、インサートの機械圧縮、すりまたは研磨、もしくは当業者に公知の他の手段を含む様々な方法で形成できる。インサートの高反射表面により、入射するレーザビームが非常に効果的に伝達される。従って、極僅かな入射輻射線しかインサート部材により吸収されず、発光チップの過剰加熱が避けられる。中空ボディ部分は、ステンレススチールのような、耐久性、耐熱材料から構成されている。従って、インサートが入射輻射エネルギーによりある程度までやむをえず加熱されたときに、インサートの形状と無傷な状態は、より耐久性である発光チップボディにより保持される。図 4 はまた、インサートへの機械加工した突起部 46 並びに中心中空ボディ部分の内面に機械加工した肩 47 を示している。この突起部を肩に対して偏らせ、中空ボディ部分の末梢端部をインサート部材の周りに圧縮した場合、インサート部材は、適性位置にしっかりと支持される。図 4 にはまた、冷却口 48 を示す。中空ボディ部分のこの区域には、2 つ以上の冷却口を設けることができる。入射輻射線を発光チップの発光窓開口部 49 から反射させて射出させると、インサート部材が加熱される。上述したように、手術する区域を洗浄するに、冷却溶液を耐えず用いる。従って、対流方法により、冷却液は冷却口を通じてボディ部分に流れ込む。インサートの熱い反射表面で液体が蒸発するときに、その反射表面と垂直な流動が生じ、この流動は冷却口自身または発光窓開口部のいずれかを通じて流出する。

【 0 0 4 5 】 図 5 は、発光チップの別の好ましい実施態様の断面図である。この実施態様において、インサートの反射表面 50 はいくぶんくぼんでおり、この表面は円の

曲率または放射線曲率を有する。この特徴のために、発光チップを切断器具または凝固器具のいずれかとして用いることができる。輻射エネルギー ピームが反射表面に入射し、この表面の略楕円形模様は、平らな反射表面の実施態様の模様と類似している。ピームは反射して円錐形状となり、焦点領域を通じて狭くなり、その後広がる。凹面の曲率半径を増大させることにより、入射するピームの焦点を発光チップの発光窓から離れた点まで延長できる。本発明により、外科医に焦点長さが変動する器具を提供できる。実施例 5 の実施態様においては、冷却口には、可動シャッタ 52 が設けられている。シャッタは、冷却口 54 の一部または全部を覆う位置まで手動で動かせる。このシャッタは、冷却口を通じての冷却液流動を増大または制限するものであれば、スクリーンまたはキャップ、もしくは、当業者に知られている他の手段であってもよい。図 5 はまた、カニューレに固定された発光チップを有する本発明の実施態様を示している。この半剛性管状カニューラ 55 は、カニューラ部材の端部から延びるファイバを覆い、導波管の伝達端部 56 が発光チップの反射表面 50 に直接隣接するように位置する。結合手段 58 を、半剛性カニューラ部材と噛み合うあご加工した端部としてここに示す。当業者には、接着剤または締め金のようなその他の結合手段も用いられることが理解されよう。

【0046】図 6 は、メスの発光チップの別の好ましい実施態様の概略図である。図示したように、ファイバ 60 は、ファイバの中心軸 62 に対して、垂直以外の角度で開裂している。ファイバのクラッド 64 は、発光チップの近くでは除去されている。ファイバの開裂端部で露出されたファイバ端部表面 68 のみに、反射コーティング 66 が被覆されている。反射層は、屈折率の高低が交互となるように数層の材料からなる干渉被覆のようなものであってもよい。材料、厚さ、および被覆する層の数を変更することにより、干渉の非常に特異的な形状と方向模様がこのようなコーティングにより製造できる。金または他の金属もしくは材料のようなある材料に関して、最少の厚さが要求される。また、反射コーティングを覆う保護層 69 も図 6 に示す。この層は、耐久性であり、反射層に能率的に結合している。このコーティングは、スパッタリング、蒸着、または当業者に公知の別の方法によって付着せしめられる。例えば、保護層がガラスまたはセラミックの種類である場合、コーティングは、溶融状態で付着できるか、またはいくつかの他の高温工程を用いて製造できる。

【0047】図 7 は、発光チップの別の好ましい実施態様の概略図である。この実施態様において、光学ファイバの開裂端部は、反射コーティング 72 を付着するため、丸い表面 70 を提供する曲率を有する。この曲率により、狭い領域を通じてピームの焦点を合わせる反射表面を提供する。輻射エネルギー ピームがいくぶんくぼんだ反

射表面に入射する場合、ピームが反射して、ファイバの外側の焦点領域を通じてファイバの端部を越えて狭くなり、その後に広がる、概略円錐形状のピームを形成する。反射表面の曲率半径を増大させることにより、入射ピームの焦点を、発光チップの発光窓から離れた点まで延長できる。また反射コーティング全体に付着せしめられた保護層 74 を示す。本発明により、外科医に、組織を凝固並びに剥離できる、焦点長さが変動性の器具を提供できる。

【0048】図 8 は、発光チップの別の好ましい実施態様の概略図である。この実施態様において、光学ファイバ導波管 80 の直径は、発光チップの近くで増大している。このチップを製造する方法の 1 つは、石英ファイバそれ自身を溶融させるように、600 または 1000 ミクロンの直径のファイバの端部を加熱することである。チップが溶融するときに、溶融シリカが端部で融合し、溶融シリカのビーズまたはドロップを形成する。あるいは、ファイバのチップは、ファイバそれ自身の直径よりも大きな直径を有するシリカロッドの部分の端部に融合させることもできる。このようにして、レーザエネルギーを、ファイバを通じて拡大部分 84 に伝達する。従って、図 6 の実施態様と同様な様式でこの部分を開裂することができる。光学干渉コーティングおよび所望であれば保護層を付着してもよい。製造したチップは、楕円形状の端部を有し、その面は、開裂ファイバのみにより作られた面よりも大きい。それゆえ、反射に際に生成されるレーザビームもまた大きな直径を有する。この実施態様は、比較的広いエネルギー ピームが望まれるが、非発散ビーム (no n-diverging beam) が望ましい場合に有用である。拡大直径部分は、1 つまたは 2 つの直径の相当物よりも長い必要はないが、それより著しく長くてもさしつかえないことに注意されたい。さらに、端部は、発散ビームを提供するように、図 7 に示したように形成することもできる。

【0049】図 9 は、発光チップの別の好ましい実施態様の概略図である。図示したように、ボール端部 90 を有するファイバは、このファイバの中心軸 92 に対して垂直以外の角度で斜めに切断されている。ファイバのクラッドは、ファイバチップの端部の近くでは除去されている。ファイバの斜め端部表面 94 は、インサート 97 の反射鏡面 (mirrored reflective surface) 96 と密接に接觸している。主要レーザビーム排出窓 98 は、ファイバと鏡面に関して、操作位置に向ける。冷却口 99 は設けても設けなくてもよい。従って、反射鏡面は、使用中に冷却用放熱器および反射器として機能する。冷却口は、洗浄液をファイバチップの周りに循環させるために使用してもしなくてもよい。互いに接觸している表面は、特異的模様を有するビームを提供するために、補足的な輪郭を有してもよい。例えば、ファイバの研磨チップは、ファイバの中心軸に対してある角度で切断されているが、対応

する凹面を有する反射キャップと密接に接触する概略凸面形状を有していてもよい。

【0050】これにより、ファイバを越えた点 (point beyond the fiber) に焦点を有し、その後発散するビームが生成する。輪郭表面は、球状、放射状、橢円体等であってもよい。

【0051】図10は、発光チップの別の好ましい実施態様の概略図である。この実施態様において、光学ファイバ100はポールチップを有さない。端部は、所定の斜め切断端部表面102を有する。端部は、図9と同様に、インサート106の反射表面104と密接に接触するように配されている。

【0052】図11は、本発明のレーザ伝達装置のファイバチップの別の好ましい実施態様の断面図である。図9に示したものと類似しているこの実施態様は、反射表面の小さなくぼみ112中にわずかに埋まつた斜め切断ポールチップファイバ110を示している。この実施態様において、反射表面は、キャップ内に包まれたインサート114上にある。この生められたチップにより、光が漏れるのを防ぎ、レーザエネルギーの伝達をより精密にする。

【0053】図12は、本発明のレーザ伝達装置のファイバチップの別の好ましい実施態様の断面図である。図10に示したものと類似しているこの実施態様は、反射表面の小さなくぼみ122中にわずかに埋まつた斜め切断ファイバ120を示している。この実施態様において、反射表面は、キャップ内に包まれたインサート上にある。この生められたチップにより、光が漏れるのを防ぎ、レーザエネルギーの伝達をより能率的にする。

【0054】図13は、本発明のレーザ伝達装置のファイバチップの別の好ましい実施態様の断面図である。この実施態様において、ポールチップファイバ130の斜め切断端部表面は、くぼみを有する反射鏡面インサート132と密接に接触して、光が漏れるのと、結果として生じる過熱を防ぐ。このアッセンブリは、ブッシュ接合部136により、密封透明シェル134内に包まれている。このシェルは、石英、シリカ、バイレックスまたは適切な波長でのレーザ光に対して透明であり、十分に耐熱性であるいかなる適切な材料から作ってもよい。室138を空にして、所定の角度でビームを反射または屈折させる空気また他の適切な液体または気体で満たすことができる。ブッシュを、透明シェルの上を覆って締めつける一片の材料139から構成してアッセンブリをしっかりと締める。このブッシュ接合部は、特に昇温下で洗浄または冷却システムに関して使用したときに、操作中に機械的結合性 (mechanical integrity) を増大させる。

【0055】図14は、本発明のレーザ伝達装置のファイバチップの別の好ましい実施態様の断面図である。この実施態様において、ポールチップファイバ140の斜め切断端部表面は、密封透明シェル142内に囲まれている。この斜め切断ファイバチップ表面を、反射または干

渉フィルム144により被覆してもよい。

【0056】図15は、本発明のレーザ伝達装置のファイバチップの別の好ましい実施態様の断面図である。図5および11に示した実施態様と類似したこの実施態様は、同軸冷却チャンネル152内に配されたファイバ150を示す。この実施態様は、CO₂または生理食塩水のような冷却液または洗浄液の供給源があるときに用いる。操作においては、装置を用いるときに、装置の同軸部分を通じて冷却液または洗浄液をポンプを吸い上げる。図16の矢印により流动を示す。この操作により、ファイバチップの近くを低温に保持する。この実施態様は、ファイバチップ検温および保護システムを用いたレーザ源と接合して使用する。

【0057】図16は、本発明のレーザ伝達装置のファイバチップの別の好ましい実施態様の断面図である。図9に示したように、斜めに切断した研磨ファイバ表面162を有するポールチップファイバ160を得る。表面は、必要に応じて干渉フィルムで被覆してもよい。ファイバチップの端部キャップ部分166により、空気または他の気体または液体のポケット164を設ける。端部キャップの内面168は、高反射表面または鏡面としてもよい。従って、レーザビームの大部分を、ファイバ自身の斜め切断端部表面で反射する一方で、端部キャップの内面に入射する漂遊ビームはまた、反射ビームの残りとともに、装置の側窓169の外に反射して出る。

【0058】図17a-cは、本発明の反射ビームの様式を示している。図17aにおいて、レーザビーム路170aは、入射ビームに対して、約90度の角度をなしている。図示したように、斜め切断ファイバ172aは、ファイバの中心軸に垂直な方向に対して約45度の角度を有する。図17bにおいて、レーザビーム通路170bは、入射ビームに対して、90度よりいくぶん大きな角度を向いている。図示したように、斜め切断ファイバ172bは、ファイバの中心軸に垂直な方向に対して45度よりいくぶん大きな角度を有する。図17cにおいて、レーザビーム通路170cは、入射ビームに対して、90度よりいくぶん小さな角度を向いている。図示したように、斜め切断ファイバ172cは、ファイバの中心軸に垂直な方向に対して45度よりいくぶん小さな角度を有する。

【0059】図18a-bは、反射ビームの様式の差を示している。図18aにおいて、180aは、平らな平面反射表面182aを有する本発明の実施態様を示している。図18bにおいて、180bは凹面反射表面182bを有する実施態様を示している。断面図を示すが、184aおよび184bに近いファイバから輻射されるビーム様式は大部分は管状であり、チップが液体に浸漬された時のみにわずかに発散する。平らな反射表面を有する実施態様において、反射ビームはごくわずかに発散しているが、発光チップの近くの区域ではその長さに亘り細い形状と全く一定の強度を保持している。しかしながら、凹面反射表面を有す

る実施態様は、円錐形状であり、曲がった反射表面の焦点に対応する地点186 まで細くなるかまたは集中し、その後広がる反射ビームを生成する。186 に近いビーム様式の断面区域は非常に小さく、ビームはこの焦点の近くが最も熱い。従って、レーザビームが装置の焦点近くで組織に入射するように図5のメスを位置させる場合に切断、組織アブレーションまたは蒸発が可能である。この実施態様は、入射ビームが広くて強くないように、メスが凝固させる組織から離れて位置する場合に組織を凝固させるのに効果的である。

【0060】図19および20は、図2および3の参考番号28および30により示した位置決め装置と類似の位置決め装置を示す。図19に関して、装置の2つの部品190 および192 は、ファイバが2つの部品の中心を一直線に通じて通過するようにともにねじって取り付けられている。部品190 に部品192 が挿入されるときに、部品190 内の部品192 のチップが点194 でファイバの周りに圧縮される。圧縮が増大するにつれて、装置はファイバに固定される。従って、この位置決め装置により、ファイバの外部内視鏡への挿入深さを正確に測定することができる。位置決め装置がチャンネル部に対して静止し、外科医により操作できるまで、ファイバを内視鏡の適切なチャンネルに挿入する。記載した固着手段は、一実施態様であり、他の固着手段も当業者には公知である。

【0061】図20は、発光チップを有するファイバおよびカニューラを有する回転可能接合部を示す。装置の2つの主要部品、内面部品202 およびスリーブ部品203 を通じて通過する光学ファイバ200 を示す。剛性カニューラ部材204 はスリーブ203に取り付けられている。内側部材202 は、ファイバ上に固定され、スリーブ203はファイバの周りを回転する。地点206 には、スリーブ203 の中側の周辺で平らに間隔が開いた小さなぎざぎざまたはスロットがある。内側部材202 の外面に位置した小さな端部要素または鍵要素208 が部品203 のにスロットに噛み合い、従って、2つの部品202 および203 をともに固定する。カニューラ部材に結合したスリーブ203 をファイバの周りに回転させるときに、部品203 中の規則的な間隔の開いたスロットを、小さな端部により選択的に噛み合わせる。従って、スリーブ203 内の規則的に離間された一連の6つのスロットは、装置の回転の6つの割り位置 (indexed position) となる。異なる数のスロットを用いて、所望の選択性の度合いを増大または減少させることもできる。カニューラ部材を異なる位置にねじこむときに、発光窓209 (カニューラ部材の発光チップの部分) は発光の方位と向きを変更する。割り回転可能結合手段の構造の1つの可能性のみをここに記載した。当業者にとって、割り回転可能手段の様々な実施態様は容易に分かる。

【図面の簡単な説明】

【図1】尿道を通じて挿入され、前立腺に隣接して位置

した切除用内視鏡の概略図

【図2】本発明の実施態様の概略図

【図3】本発明の実施態様の概略図

【図4】発光チップ中のインサート上に反射表面を有する本発明の実施態様の概略図

【図5】発光チップ中のインサート上に反射表面を有する本発明の実施態様の概略図

【図6】本発明の内部反射装置の実施態様の概略図

【図7】本発明の内部反射装置の実施態様の概略図

【図8】本発明の内部反射装置の実施態様の概略図

【図9】発光チップ中のインサート上に反射表面を有する本発明の実施態様の概略図

【図10】発光チップ中のインサート上に反射表面を有する本発明の実施態様の概略図

【図11】発光チップ中のインサート上に反射表面を有する本発明の実施態様の概略図

【図12】発光チップ中のインサート上に反射表面を有する本発明の実施態様の概略図

【図13】本発明の発光チップの実施態様の概略図

【図14】本発明の発光チップの実施態様の概略図

【図15】本発明の発光チップの実施態様の概略図

【図16】本発明の発光チップの実施態様の概略図

【図17】反射エネルギーがどのように、ファイバの中心軸に関して、それぞれほぼ90度、90度よりいくぶん大きい、および90度よりいくぶん小さい角度を向くかを示す概略図

【図18】それぞれ、平らで平面の表面および凹面に曲がった表面に入射する輻射エネルギーの反射ビーム様式を示す概略図

30 【図19】位置決め装置を示す概略図

【図20】カニューラ搭載発光チップに設けられた分割回転性結合装置

【符号の説明】

10 切除用内視鏡

12 尿道

14 前立腺

16、18 開口部

20 膀胱

22、41、60、100、120、130、140、150、160、17

40 2、200 ファイバ

24 ファイバコネクタ

26 発光チップ

28、30 位置決め装置

40 固定手段

42 中空ボディ部分

45、50、96、182 反射表面

47 肩

48、54間、99 冷却口

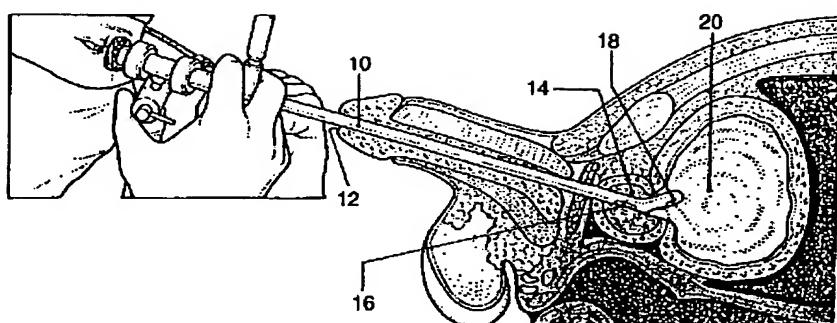
49 発光窓

50 52 可動性シャッタ

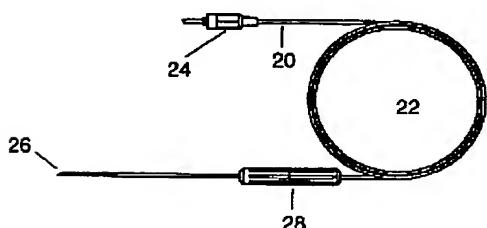
55 カニューラ
 58 結合手段
 62、92 中心軸
 64 クラッド
 66、72 反射コーティング
 69 保護層
 70 丸い表面
 84 拡大部分

106、114、132 インサート
 112、122 凹所
 134、142 透明シェル
 144 干渉フィルム
 164 ポケット
 170 レーザビーム通路
 203 スリーブ

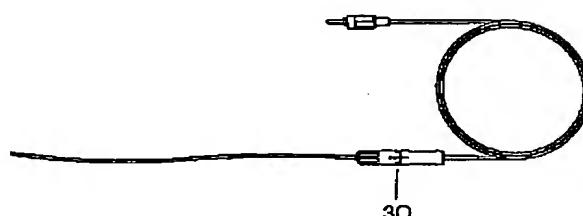
【図 1】



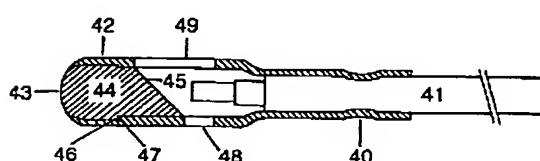
【図 2】



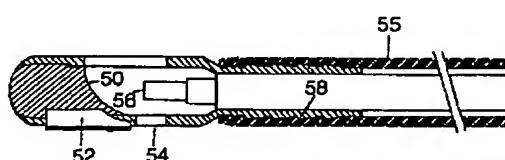
【図 3】



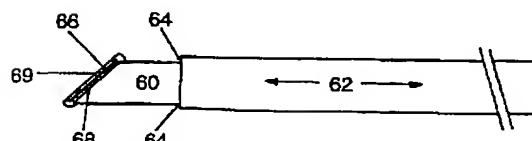
【図 4】



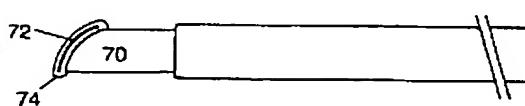
【図 5】



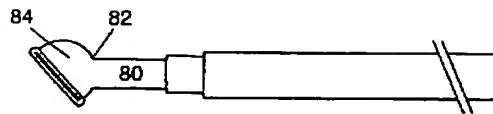
【図 6】



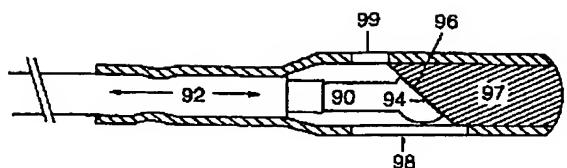
【図 7】



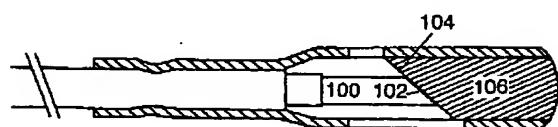
【図 8】



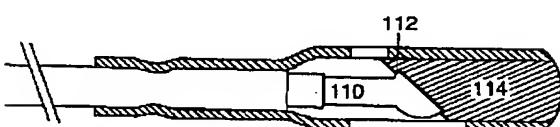
【図 9】



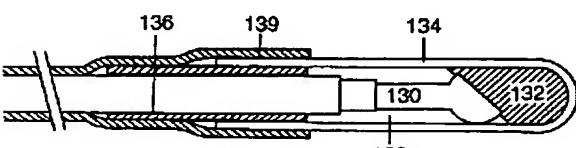
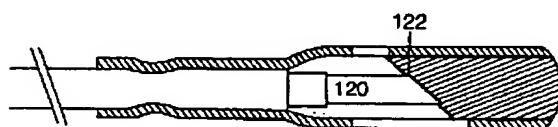
【図 10】



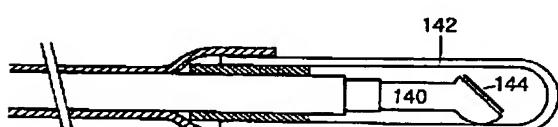
【図 11】



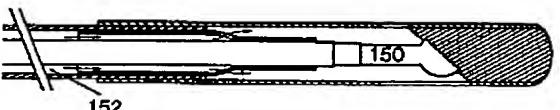
【図 12】



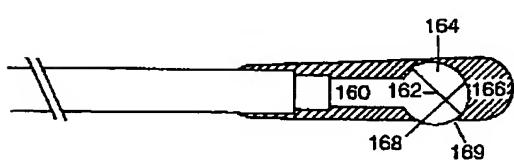
【図 14】



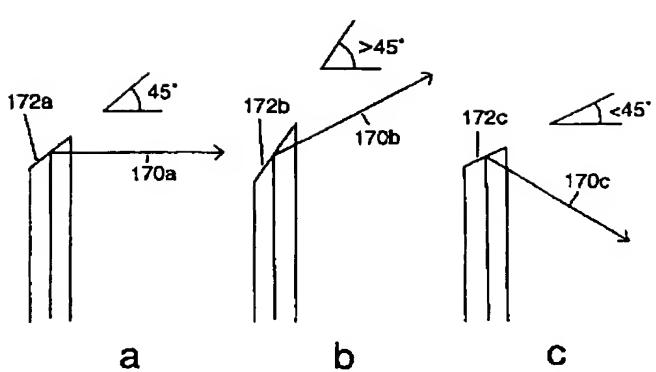
【図 15】



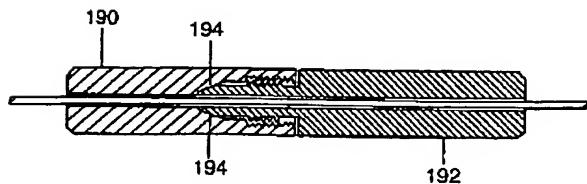
【図 16】



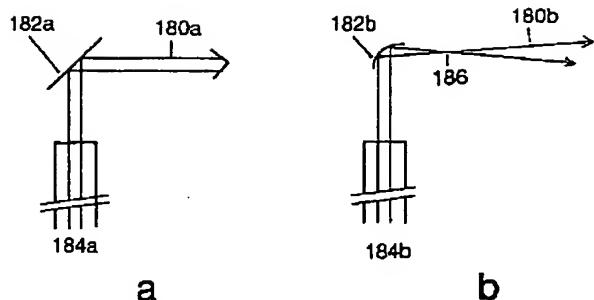
【図 17】



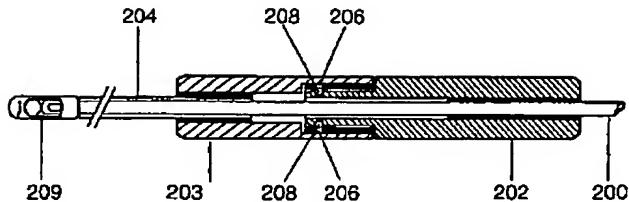
【図 19】



【図 18】



【図 20】



フロントページの続き

(72)発明者 コン ヒン ガイ
 アメリカ合衆国 カリフォルニア州
 94116 サンフランシスコ サーティーフ
 イフス アヴェニュー 2470
 (72)発明者 キン ジェイ ジェイ ュ
 アメリカ合衆国 カリフォルニア州
 94601 オークランド ギャリンド スト
 リート 3015

(72)発明者 ヘリック タム
 アメリカ合衆国 カリフォルニア州
 94133 サンフランシスコ グリニッジ
 924
 (72)発明者 マリリン エム シュウ
 アメリカ合衆国 カリフォルニア州
 94611 ピードモント ワイルドウッド
 アヴェニュー 358

BEST AVAILABLE COPY